

**19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT**

**Patentschrift**  
**DE 43 20 579 C 2**

(6) Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**G 02 B 21/22**  
 G 02 B 21/06  
 A 61 F 9/00  
 A 61 B 3/13

**(21) Aktenzeichen:** P 43 20 579.8-42  
**(22) Anmeldetag:** 15. 6. 1993  
**(43) Offenlegungstag:** 16. 12. 1993  
**(45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung:** 15. 6. 2000

**DE 43 20 579 C 2**

**Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden**

**③ Unionspriorität:**

4-155420	15. 06. 1992	JP
5-111274	13. 05. 1993	JP

**(73) Patentinhaber:**

**Kabushiki Kaisha Topcon, Tokio/Tokyo, JP**

⑦④ Vertreter:

Pfennig, J., Dipl.-Ing., 10707 Berlin; Meinig, K.,  
Dipl.-Phys., 80336 München; Butenschön, A.,  
Dipl.-Ing. Dr.-Ing., Pat.-Anwälte; Bergmann, J.,  
Dipl.-Ing., Pat.- u. Rechtsanw., 10707 Berlin

72 Erfinder:

Kitajima, Nobuaki, Tokio/Tokyo, JP

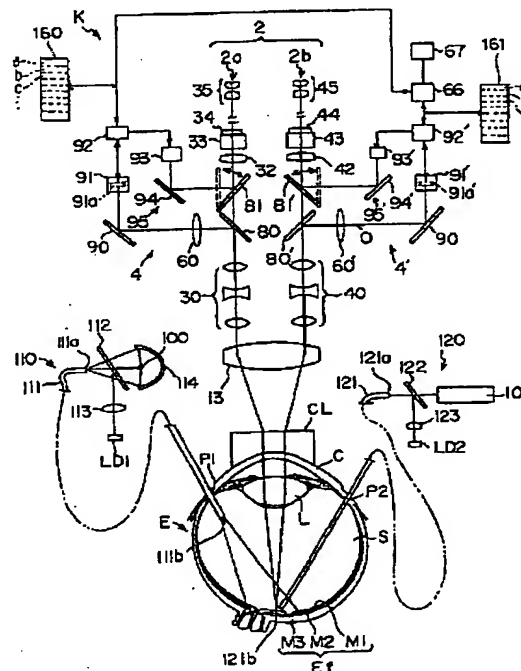
**(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:**

DE 38 18 084 A1  
DE 36 23 394 A1  
DE 34 24 995 A1

**(54) Operationsmikroskop**

(57) Operationsmikroskop,

- mit einem Stereostrahlengang, der auf der objektabgewandten Seite des Objektivs (13) im linken und rechten Strahlengang jeweils ein Zoomlinsensystem (30, 40) und beobachterseitig ein Binokular (2a, 2b) aufweist,
  - mit einem das Operationsgebiet (Ef) beleuchtenden Beleuchtungssystem (110, 120)
  - und mit einer dem Zoomlinsensystem (30, 40) nachgeschalteten Strahlteileranordnung (80, 80'), die einen Teil des Objektlichtes zu einer Fernsehkameraanordnung (91, 91') reflektierend auskoppelt und den Rest zum Binokular (2a, 2b) passieren läßt,
  - wobei die Fernsehkameraanordnung (91, 91') eine in den Stereostrahlengang integrierte Monitoranordnung (93, 93') ansteuert, deren Bild dem Binokularbild überlagert wird,
- dadurch gekennzeichnet,
- daß die Strahlteileranordnung (80, 80'), die Fernsehkameraanordnung (91, 91') und die Monitoranordnung (93, 93') für beide Strahlengänge des Stereostrahlengangs ausgebildet ist und eine stereoskopische Überlagerung des von der Fernsehkameraanordnung (91) registrierten Bildes in das stereoskopische Binokularbild hinein gewährleistet,
  - daß das Beleuchtungssystem (110, 120) das Operationsgebiet (Ef) im Sichtbaren und/oder in einer Wellenlänge beleuchtet, die es ermöglicht, im Infraroten liegendes Fluoreszenzlicht eines geeigneten Fluoreszenzfarbstoffes anzuregen, der zuvor in das Operationsgebiet (Ef) injiziert wurde,
  - und daß die Strahlteileranordnung aus je einem dichroitischen Strahlteiler im linken und im rechten Strahlengang besteht, wobei die stereoskopische Überlagerung in das Binokularbild hinein vermittels zweier in den Binokularstrahlengang einschwenkbarer Klappspiegel (81, 81') erfolgt, deren Schwenkbarkeit die Überlagerung wahlweise gestaltet.



**DE 43 20 579 C 2**

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Operationsmikroskop nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Als Beispiele für chirurgische Operationen, bei denen medizinische optische Vorrichtungen, wie ein medizinisches Mikroskop verwendet werden, können zerebrale chirurgische Operationen und ophthalmologische Operationen angegeben werden. Die ophthalmologischen Operationen umfassen eine am Bodenteil des Glaskörpers (d. h. Glaskörperoperation) vorzunehmende Operation. Der Bodenbereich des Glaskörpers weist einen Mehrschichtaufbau auf, der aus den Schichten der Netzhaut, der Chorioidea und der Sklera besteht, die in dieser Reihenfolge vom Glaskörper gesehen angeordnet sind.

Für die Operation dieses Glaskörpers werden drei Löcher, Ports oder Einlässe genannt, in dem Seitenbereich des zu prüfenden Auges (Auge des Patienten) ausgebildet. Einer dieser Einlässe wird für die Aufrechterhaltung des intraokularen Drucks, ein anderer der zwei verbleibenden Einlässe für das Einführen eines optischen Lichtleiters für die Beleuchtung und der letzte für die Einführung des Operationsinstrumentes verwendet. Für die Operation wird die Netzhaut am Bodenbereich des Glaskörpers durch die optische Lichtleitfaser beleuchtet und ein Zielbereich (kranker Bereich) der Retina wird unter Verwendung des Operationsinstrumentes operiert, während der beleuchtete kranke Bereich durch ein medizinisches Mikroskop beobachtet wird.

Üblicherweise wird sichtbares Licht für die Beleuchtung während einer derartigen Operation verwendet. Da jedoch das sichtbare Licht durch die obere Haut (oder Epithel)-Schicht der Retina absorbiert wird, kann der kranke Bereich des Patienten unter der Netzhaut nicht während der Operation beobachtet werden. Da nur sichtbares Licht für die Beobachtung des Bodenbereichs des zu testenden Auges verwendet wird, ist die Beobachtung begrenzt. Für die Beobachtung der Innenseite der oberen Haut (oder Epithel)-Schicht der Netzhaut kann darüber nachgedacht werden, daß ein Fluoreszenzagens in die Ader des Patienten gespritzt wird, um das Fluoreszenzagens in die Blutgefäße des Augenfundus zu bringen und daß andererseits Fluoreszenzerregungslicht auf den Augenfundus gestrahlt wird, so daß das Fluoreszenzerregungslicht durch das Fluoreszenzagens absorbiert wird, das noch in den Blutgefäßen des Augenfundus vorhanden ist oder schon aus diesen durchgesickert ist, um das Fluoreszenzagens zu erregen, worauf das Fluoreszenzlicht von dem Fluoreszenzagens beobachtet wird, um den kranken Bereich in der oberen Haut (oder Epithel)-Schicht der Retina zu prüfen. Diese Fluoreszenzbeobachtung wird unter sichtbarem Fluoreszenzlicht oder Infrarotfluoreszenzlicht durchgeführt. In diesem Fall ist es vorzuziehen, daß zwischen dem sichtbaren Fluoreszenzerregungslicht, dem Infrarotfluoreszenzerregungslicht, dem sichtbaren Beleuchtungslicht und dem Infrarotbeleuchtungslicht umgeschaltet werden kann, so daß das Licht selektiv auf den Augenfundus oder verschiedene Arten von Licht simultan auf den Augenfundus gestrahlt werden können. In dem medizinischen optischen Gerät, wie ein medizinisches Stereomikroskop, wird ein Beleuchtungslicht von einer Beleuchtungslichtquelle auf einen Beobachtungsbereich über ein optisches Beleuchtungssystem gestrahlt, und ein durch das an dem Beobachtungsbereich reflektierte Licht gebildetes und zu beobachtendes Bild wird zu einer Okularlinse über zwei Hauptstrahlengänge des optischen Beobachtungsbereichs geleitet, so daß die behandelnde Person den Beobachtungsbereich (zum Beispiel den Operationsbereich usw.) durch ihre zwei Augen beobachten kann.

Bei neuen Verfahren der medizinischen Behandlung wer-

den immer häufiger Infrarotlicht oder ein Licht eines Wellenlängenbereiches, das nicht oder wenig von dem menschlichen Auge wahrgenommen wird, wie eine Wellenlänge von ungefähr 700 nm verwendet. Beispielsweise wird in einem Bereich der zerebralen Chirurgie ein bösartiger Tumor herausgenommen, indem das Wesen der Fluoreszenzsubstanz, die dazu neigt, selektiv in einer Krebszelle zu verbleiben, verwendet wird, oder in dem ophthalmologischen Bereich eine tiefe Schicht der Retina optisch verfestigt oder verschweißt, indem ein Infrarotlaserstrahl als unsichtbares Licht verwendet wird, um den Fortschritt der Krankheit des Patienten anzuhalten.

Bisher wurde die optische Verfestigungs- oder Verschweißoperation durchgeführt, während der kranke Bereich bei sichtbarem Licht beobachtet wurde.

Da das menschliche Auge nicht für ein nicht sichtbares Licht empfindlich ist, ist es üblicherweise schwierig, den kranken Bereich mit dem bloßen Auge bei nicht sichtbarem Licht zu beobachten.

Die DE 34 24 995 A1 offenbart eine Vorrichtung zur Durchführung von mikrochirurgischen Eingriffen in ein Auge mittels Laserstrahlen, bei der ein ophthalmologisches Spaltlampengerät mit einer Spaltlampe und einem Binokularmikroskop durch Hinzufügung eines Lasers modifiziert wird. Der Laser ist an dem Gerät so angebracht, daß der Laserstrahl entlang einer Achse in das Auge projiziert wird, während das von der Lampe erzeugte Spaltbild in einem anderen Winkel in das Auge fokussiert wird. Ein Zielbild wird mit dem Laserstrahl zusammenfallend in das Auge fokussiert, so daß der Abstand zwischen den beiden Bildern und ihre relative scheinbare Lage, wie sie durch das Binokularmikroskop gesehen wird, eine Anzeige über die Lage des gemeinsamen Brennpunktes relativ zu dem zu behandelnden Gewebe gibt.

Weiterhin ist aus der DE 36 23 394 A1 ein Operationsmikroskop mit im Abbildungsstrahlengang vorgesehenen Strahlenteiler bekannt. Um die Orientierung während der Operation zu verbessern und die dargebotenen Informationen auf Größen auszudehnen, die der direkten Betrachtung nicht oder nur schwer zugänglich sind, wird mittels des Strahlenteilers in die mit dem Okular zu beobachtende Zwischenbildebene das Abbild einer mit einer Bildaufnahmeeinheit verbundenen Bildwiedergabeeinheit eingespiegelt sowie über den Strahlenteiler eine Abtastung des Operationsfeldes durch die Bildaufnahmeeinheit vorgenommen.

Schließlich zeigt die DE 38 18 084 A1 eine Augenhintergrundkamera, mit der der Augenhintergrund gleichzeitig mit sichtbarem Licht sowie mit Fluoreszenzlicht aufgenommen wird und beide Bilder übereinander gelagert auf einem Monitor dargestellt werden. Hierzu besitzt die Kamera einen Lasergenerator zur Erzeugung eines Laserstrahles, ein Beleuchtungssystem zur Belichtung des Augenhintergrundes, der durch Abtasten mit dem vom Lasergenerator erzeugten Laserstrahl untersucht wird, einen ersten und einen zweiten Lichtempfangsabschnitt zum Empfang des vom Laserstrahl am Augenhintergrund reflektierten Lichtes, ein erstes Lichtempfangssystem zur Leitung des vom Augenhintergrund reflektierten Lichtes des Laserstrahls zum ersten Lichtempfangsabschnitt, ein zweites Lichtempfangssystem zur Leitung eines durch den Laserstrahl am Augenhintergrund erzeugten Fluoreszenzlichtes, und eine elektronische Schaltungsanordnung zur Bildung eines Augenhintergrundbildes auf einem Bildschirm entsprechend den Ausgangssignalen des ersten und des zweiten Lichtempfangsabschnitts.

Ausgehend von der DE 38 18 084 A1 liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Operationsmikroskop zu schaffen, durch das ein objektgetreues Stereobild sowohl des Operationsgebietes als auch des erkrankten Gebietes zu-

gleich zu erhalten.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die kennzeichnenden Merkmale des Hauptanspruchs in Verbindung mit den Merkmalen des Oberbegriffs gelöst. Vorteilhaftes Weiterbildungen des erfindungsgemäßen Operationsmikroskops ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in der Zeichnung dargestellt und werden in der nachfolgenden Beschreibung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine erläuternde Ansicht eines optischen Systems nach dem ersten Ausführungsbeispiel des Operationsmikroskops nach der vorliegenden Erfindung,

Fig. 2 ein Diagramm von Kennlinien, die die Beziehung zwischen einem Absorptionsspektrum und einem Lichtabstrahlungsspektrum einer Halogenlampe und einer ICG nach Fig. 1 zeigt,

Fig. 3 eine optische Kennlinie eines dichroitischen Spiegels nach Fig. 1,

Fig. 4 eine Steuerschaltung für das Operationsmikroskop nach Fig. 1,

Fig. 5(a) eine erläuternde Ansicht des Augenfundus-Beobachtungsbildes bei sichtbarem Licht und bei Infrarotfluoreszenzlicht bei dem Mikroskop nach Fig. 1,

Fig. 5(b) eine erläuternde Ansicht des Augenfundus-Beobachtungsbildes bei infrarotem Fluoreszenzlicht nach Fig. 1, und

Fig. 5(c) eine erläuternde Ansicht der Bilder nach Fig. 5(a) und 5(b) bei Überlagerung,

Fig. 6 die erläuternde Ansicht eines wichtigen Bereichs des optischen Systems nach einem zweiten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung,

Fig. 7(a) eine erläuternde Ansicht eines wichtigen Bereichs des optischen Systems nach einem dritten Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, und

Fig. 7(b) eine erläuternde Ansicht der Beziehung zwischen dem von dem anderen Ende der optischen Faser emittierten Lichtstrom nach Fig. 7(a) und dem Augenfundus.

#### Erstes Ausführungsbeispiel

##### Aufbau des Operationsmikroskops

Fig. 1 zeigt ein erstes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, in der die Bezugszeichen E das zu testende Auge, C die Hornhaut des Auges B, L die Linse, CL eine Kontaktlinse, die auf der Hornhaut C anliegt, S den Glaskörper des Auges E und Ef den Fundus (Rückseite des Glaskörpers) des Auges E bezeichnen. Der Augenfundus Ef (bestimmter Bereich) weist einen mehrschichtigen Aufbau auf mit Schichten aus Netzhaut M1, der Choriodea M2 und der Sklera M3 in der angegebenen Reihenfolge.

Das Bezugszeichen K bezeichnet ein Operationsmikroskop zum Beobachten des Beobachtungsbereichs. Dieses umfaßt ein optisches Beobachtungssystem 2 und elektrooptische Bildaufnahmesysteme 4 und 4' (optische Fluoreszenzsysteme). Das optische Beobachtungssystem 2 umfaßt zwei sich gegenüberliegende optische Systeme 2a und 2b mit parallelen Strahlengängen, so daß die Bedienperson den Beobachtungsbereich mit ihren zwei Augen beobachten kann.

Das optische System 2a umfaßt eine Objektivlinse 13, eine variable Linse 30, einen dichroitischen Spiegel 80 (Lichttrennvorrichtung), einen schnellen teildurchlässigen Rückschwingspiegel 81, eine Abbildungslinse 32, ein aufrechtes Prisma 33, ein Rhomboidprisma 34 zum Einstellen der Augenweite, und eine Okularlinse 35 in der angegebenen Reihenfolge.

Das optische System 2b umfaßt, wie das optische System

2a, die Objektivlinse 13, eine variable Linse 40, einen dichroitischen Spiegel 80', einen schnellen halbdurchlässigen Rückschwingspiegel 81', eine Abbildungslinse 42, ein aufrechtes Prisma 43, ein Einstellprisma 44 für die Augenweite und eine Okularlinse 45 in der angegebenen Reihenfolge.

Wie durch die Kurve f5 nach Fig. 3 gezeigt wird, reflektieren die dichroitischen Spiegel 80 und 81' das Infrarotlicht eines Wellenlängenbereiches, dessen mittlere Wellenlänge 820 nm beträgt und dessen Breite ungefähr 40 nm ist und ermöglichen einen Durchgang des sichtbaren Lichtes. Das durch das am Augenfundus Ef als Beobachtungsbereich reflektierte Licht gebildete Bild wird von den zwei Augen der Bedienperson beobachtet.

Das elektrooptische Bildaufnahmesystem (optisches Fluoreszenzsystem) 4 umfaßt den dichroitischen Spiegel 80, eine Abbildungslinse 60, einen schrägen Spiegel 90 in der angegebenen Reihenfolge. Das von dem schrägen Spiegel 90 reflektierte Licht wird auf eine Bildaufnahmefernsehkamera 91 für infrarotes Fluoreszenzlicht geleitet, um das zu beobachtende Bild auf dem CCD-Bereich 91a (Bildaufnahmeverrichtung) der Fernsehkamera 91 zu bilden. In gleicher Weise umfaßt das andere elektrooptische Bildaufnahmesystem (optisches Fluoreszenzlichtsystem) 4' den dichroitischen Spiegel 80', eine Abbildungslinse 60' und einen schrägen Spiegel 90' in der angegebenen Reihenfolge. Das an dem schrägen Spiegel 90' reflektierte Licht wird auf die Bildaufnahmefernsehkamera 91' für infrarotes Fluoreszenzlicht geleitet, um das zu beobachtende Bild auf einem CCD-Bereich 91a' (Bildaufnahmeverrichtung) der Fernsehkamera 91' abzubilden.

Die Bildsignale von den sich gegenüberstehenden Fernsehkameras 91 und 91' werden jeweils in die Bildverarbeitungskreise 92, 92' eingegeben. Die Bildverarbeitungskreise 92 und 92' verarbeiten die Bildsignale von den Fernsehkameras 91 und 91' und geben die verarbeiteten Bildsignale aus. Die verarbeiteten Bildsignale von den zwei Bildverarbeitungskreisen 92 und 92' werden über die CCU (Steuereinheit) oder den Steuerkreis 66 jeweils als infrarote Fluoreszenzlichtdaten in Bildspeicher 160, 161 eingegeben. Dieser Steuerkreis baut die Bilddaten als Infrarotfluoreszenzlichtbild auf sowie ein Ziellichtbild in einer Vielzahl von Rahmenspeichern a, b, c und so weiter des Bildspeichers 160 in Übereinstimmung mit dem Bildsignal von dem linken Bildverarbeitungskreis 92. Gleichfalls baut der Steuerkreis 66 solche Bilddaten als Infrarotfluoreszenzlichtbild und als Ziellichtbild in einer Vielzahl von Rahmenspeichern a, b, c und so weiter des Bildspeichers 161 in Übereinstimmung mit dem Bildsignal von dem rechten Bildverarbeitungskreis 92' auf.

Der Steuerkreis 66 gibt Steuerbefehle für die Anzeige der Infrarotfluoreszenzlichtbilder des Beobachtungsbereichs, die von den Fernsehkameras 91, 91' der sich gegenüberliegenden Seiten kommen, auf den Monitor 67 in Übereinstimmung mit den infraroten Fluoreszenzlichtbilddaten von den Bildspeichern 160, 161. Darüber hinaus werden die Bildsignale von den Bildspeichern 160, 161 jeweils in Flüssigkristallanzeigen 93, 93' (Anzeigevorrichtung) über die Bildverarbeitungskreise 92, 92' eingegeben und die Infrarotfluoreszenzlichtbilder (Anzeigebilder) werden jeweils auf den Flüssigkristallanzeigen 93, 93' angezeigt.

Das Infrarotfluoreszenzlichtbild von der Flüssigkristallanzeige 93 wird auf die Okularlinse 35 über ein optisches Anzeigesystem 95 mit einem schrägen Spiegel 94 und einem schnellen halbdurchlässigen Rückschwingspiegel 81 sowie über die Abbildungslinse 32, das aufrechte Prisma 33 und das Rhomboidprisma 34 zum Einstellen der Augenweite des optischen Systems 2a geleitet. In gleicher Weise wird das Fluoreszenzlichtbild von der anderen Flüssigkri-

stallanzeige 93' auf die Okularlinse 45 über das optische Bildanzeigesystem 95' mit einem schrägen Spiegel 94' und einem schnellen halbdurchlässigen Rückschwingspiegel 81' sowie über die Abbildungslinse 42, das aufrechte Prisma 43 und das Rhomboidprisma 44 zur Einstellung der Augenweite des optischen Systems 2b geleitet.

#### Aufbau des Lichtbestrahlungssystems

Das Lichtbestrahlungssystem umfaßt eine Vielzahl von beleuchtenden Lichtquellen jeweils mit unterschiedlichen Wellenlängen und eine Vielzahl von Ziellichtquellen mit jeweils unterschiedlichen Wellenlängen. Als Beleuchtungslichtquelle werden eine Halogenlampe 100 (Beleuchtungslichtquelle für weißes Licht oder Beleuchtungslichtquelle für sichtbares Licht), die eine vom sichtbaren Bereich bis zum Infrarotbereich gehenden Wellenlängenbereich umfaßt, wie durch die Kurve f1 nach Fig. 2 gezeigt wird, und eine Laserdiode LD1 (Infrarotbeleuchtungslichtquelle oder Infrarotlaserlichtquelle) einer Oszillationswellenlänge von 780 nm verwendet.

Als Ziellichtquellen werden eine Argonlasereinheit 101 (Laserlichtquelle für sichtbares Licht oder Beleuchtungslichtquelle für sichtbares Licht) einer Oszillationswellenlänge von 514 nm und einer Laserdiode LD2 (Infrarotlaserlichtquelle oder Infrarotbeleuchtungslichtquelle) einer Oszillationswellenlänge von 820 nm verwendet.

Das Lichtbestrahlungssystem umfaßt ein optisches Beleuchtungssystem 110, das das beleuchtende Licht von einer Vielzahl von Beleuchtungslichtquellen auf das zu testende Auge lenkt und ein optisches Zielsystem 120, das Licht von einer Vielzahl von Ziellichtquellen leitet.

#### Optisches Beleuchtungssystem 110

Das optische Beleuchtungssystem 110 umfaßt eine optische Faser 111 (Lichtleitfaser, Beleuchtungsfaser), einen dichroitischen Spiegel 112 (Aufteilelement des optischen Pfades), eine Fokussierlinse 113 und einen konkaven reflektierenden Spiegel 114. Wie durch die Kurve f4 der Fig. 3 gezeigt wird, reflektiert der dichroitische Spiegel 112 das Licht eines infraroten Wellenlängenbereichs mit einer Wellenlänge von 780 nm oder darüber und läßt sichtbares Licht durch.

Das Beleuchtungslicht von der Halogenlampe 100 geht durch den dichroitischen Spiegel 102, wobei es an dem konkaven reflektierenden Spiegel 114 reflektiert und von diesem gesammelt wird, so daß es auf ein Ende 111a des optischen Lichtleiters 111 fällt. Andererseits wird der Laserstrahl von der Laserdiode LD1 durch den dichroitischen Spiegel 112 reflektiert, wobei es vorher durch die Fokussierlinse 113 gesammelt wurde und wird dann auf das eine Ende 111a des optischen Lichtleiters 111 gelenkt.

Der optische Lichtleiter oder die optische Faser 111 wird über einen Einlaß P1, der am Seitenbereich des Auges E vorgesehen ist, in den Glaskörper S eingeführt, und das auf den optischen Lichtleiter 111 fallende Beleuchtungslicht wird in Richtung des Augenfundus Ef von dem anderen Ende 111b abgestrahlt, um den Augenfundus Ef zu beleuchten.

#### Optisches Zielsystem 120

Das optische Zielsystem 120 umfaßt eine optische Faser 121 (Lichtleitfaser, optische Laserfaser), einen dichroitischen Spiegel 122 (Aufteilelement für den optischen Pfad) und eine Fokussierlinse 123. Wie durch die Kurve f5 der Fig. 3 gezeigt wird, reflektiert der dichroitische Spiegel 122

das Licht in einem Wellenlängenbereich, dessen zentrale Wellenlänge 820 nm beträgt und dessen Breite ungefähr 40 nm ist, und läßt das sichtbare Licht durch.

Das Beleuchtungslicht von der Argonlasereinheit 101 wird durch den dichroitischen Spiegel 112 hindurchgelassen und auf ein Ende 121a des optischen Lichtleiters 121 gelenkt. Andererseits wird der Laserstrahl von der Laserdiode LD2 durch den dichroitischen Spiegel 122 nach Zusammenführung durch die Fokussierlinse 123 reflektiert und dann auf das eine Ende 121a des optischen Lichtleiters 121 gelenkt.

Der optische Lichtleiter 121 wird über einen in dem Seitenbereich des Auges E vorgesehenen Einlaß P2 in den Glaskörper S eingeführt und das auf die optische Faser 121 fallende Beleuchtungslicht wird in Richtung des Augenfundus Ef von dem anderen Ende 121b abgestrahlt, um den Augenfundus Ef zu beleuchten.

#### Steuerkreis

Die Laserdioden LD1 und LD2, die Halogenlampe 100 und die Argonlasereinheit 101 werden von einem arithmetischen Steuerkreis 130 nach Fig. 4 gesteuert. Mit dem arithmetischen Steuerkreis 130 sind ein Wahlschalter 131 für die Beleuchtungsart, ein Schalter für die Laserschweißung 132 und ein Spiegeltreiber 133 verbunden, wobei letzterer den schnellen halbdurchlässigen Rückschwingspiegel 181 in den und aus dem optischen Strahlengang einfügt und herauschwenkt.

Im folgenden wird die Funktionsweise der so aufgebauten Operationsvorrichtung beschrieben.

#### (1) Beobachtung mit sichtbarem Licht

Wenn die Beleuchtungsart des sichtbaren Lichts durch den Wahlschalter 131 gewählt wurde, steuert der arithmetische Steuerkreis 130 die Halogenlampe 100 an und aktiviert zur selben Zeit die Argonlasereinheit 101 und setzt die Intensität des von der Argonlasereinheit 101 emittierten Lichts auf einen niedrigen Pegel. Zu dieser Zeit steuert die arithmetische Steuereinheit 130 den Spiegeltreiber 133 derart an, daß die schnellen halbdurchlässigen Spiegel 81 und 81' aus den mittleren Bereichen der optischen Pfade der optischen Systeme 2a und 3a herausgeschwenkt sind.

Danach wird das distale Ende des anderen Endbereichs 111b der optischen Lichtleitfaser 111 von dem Augenfundus Ef des Auges E, wie in Fig. 1 gezeigt wird, entfernt und andererseits wird der andere Endbereich 121b des optischen Lichtleiters 121 nahe an den zu behandelnden Bereich des Augenfundus Ef gebracht.

Während dies getan wird, wird das sichtbare Beleuchtungslicht von der Halogenlampe 100 durch den konkaven reflektierenden Spiegel 114 reflektiert und wird dann durch den dichroitischen Spiegel 112 hindurchgelassen, damit es auf die optische Lichtleitfaser 111 fällt. Es wird dann in Richtung des Augenfundus Ef des Auges E von dem anderen Endbereich 111b der optischen Faser 111 gestrahlt, so daß ein vorbestimmter Bereich des Augenfundus Ef beleuchtet wird.

Andererseits geht der von der Argonlasereinheit 101 emittierte Laserstrahl mit niedriger Intensität und einer Wellenlänge von 514 nm durch den dichroitischen Spiegel 122 hindurch und wird dann auf den optischen Lichtleiter 121 gelenkt. Es wird in Richtung des Augenfundus Ef von dem anderen Ende 121b des optischen Lichtleiters 121 abgestrahlt, so daß der Behandlungsbereich des Augenfundus Ef beleuchtet wird.

Ein Teil des von dem Augenfundus reflektierten sichtba-

ren Lichts zur Beleuchtung des Augenfundus Ef wird auf die Okularlinse 35 über den Glaskörper S, den Kristallkörper L, die Hornhaut C, die Kontaktlinse CL, die Objektivlinse 13, die variable Linse 30, den dichroitischen Spiegel 80, die Abbildungslinse 32, das aufrechte Prisma 33 und das Rhomboidprisma 34 geleitet. Andererseits wird der Rest des reflektierten sichtbaren Lichts auf die Okularlinse 45 über den Glaskörper S, den Kristallkörper L, die Hornhaut C, die Kontaktlinse L, die Objektivlinse 13, die variable Linse 40, den dichroitischen Spiegel 80, die Abbildungslinse 42, das aufrechte Prisma 43 und das Rhomboidprisma 44 für die Einstellung der Augenweite gelenkt.

Daher kann durch Sehen in die Okularlinsen 35 und 45 die Bedienungsperson stereoskopisch den beleuchteten Bereich des Augenfundus Ef in einem vergrößerten Maßstab, wie in Fig. 5(a) betrachten.

#### (2) Infrarote Fluoreszenzlichtbeobachtung

ICG (Indo Cyanin Grün) wird in die Ader des Patienten injiziert.

Wenn die Beleuchtungsart des infraroten Erregungslichts durch den Wahlschalter 131 ausgewählt wird, schaltet der arithmetische Steuerkreis 130 die Laserdioden LD1 ein, wobei die Halogenlampe 100 leuchtet und schaltet die Argonlasereinheit 101 ab und die Laserdioden LD2 ein. Zu diesem Zeitpunkt steuert der arithmetische Steuerkreis 130 den Spiegeltreiber 133 derart, daß der schnelle halbdurchlässige Rückschwingspiegel 81, 81' in den mittleren Bereich der optischen Strahlengänge der optischen Systeme 2a, 3a eingeschwenkt wird.

Danach wird das distale Ende des anderen Endbereichs 111b des optischen Lichtleiters 111 von dem Augenfundus Ef des Auges E entsprechend Fig. 1 entfernt und der andere Endbereich 121b des optischen Lichtleiters 121 wird in die Nähe des zu behandelnden Bereichs des Augenfundus Ef gebracht.

Folglich wird das sichtbare Beleuchtungslicht von der Halogenlampe 100 von dem konkaven reflektierenden Spiegel 114 reflektiert und durch den dichroitischen Spiegel 112 hindurchgelassen, so daß es auf den optischen Lichtleiter 111 fällt. Von dem anderen Endbereich 111b des optischen Lichtleiters 111 wird es in Richtung des Augenfundus Ef des Auges E gestrahlt, so daß es einen vorbestimmten Bereich des Augenfundus Ef beleuchtet.

Zu diesem Zeitpunkt wird das infrarote Erregungslicht von 760 nm von der Laserdioden LD1 über die Fokussierlinse 113, den dichroitischen Spiegel 112 und den optischen Lichtleiter 111 auf den Augenfundus Ef gestrahlt. Wenn das in die Ader des Patienten injizierte ICG die kapillaren Blutgefäße erreicht, wird als Ergebnis das infrarote Erregungslicht von 760 nm durch dieses ICG absorbiert. Dadurch wird das ICG angeregt, ein infrarotes Fluoreszenzlicht von 800 nm oder größer auszusenden, dessen zentrale Wellenlänge 820 nm beträgt. In Fig. 2 bezeichnen die Bezugszeichen f2 einen Infrarotlicht absorbierenden Wellenlängenbereich des ICG und f3 einen Wellenlängenbereich des infraroten Fluoreszenzlichts, das von dem ICG emittiert wird, wenn es durch die infrarote Strahlung der Wellenlänge f2 angeregt wird.

Darüber hinaus wird der von der Laserdioden LD2 emittierte Laserstrahl der Wellenlänge 820 nm auf den Augenfundus Ef über die Fokussierlinse 128, den dichroitischen Spiegel 122 und den optischen Lichtleiter 121 gestrahlt, um den Behandlungsbereich des Augenfundus Ef zu beleuchten (Punktbeleuchtung).

Ein Teil des an dem Augenfundus reflektierten Lichts (reflektiertes Licht der sichtbaren Bestrahlung, reflektiertes In-

fraroterregungslicht, infrarotes Fluoreszenzlicht und reflektiertes infrarotes Ziellicht) wird über den Glaskörper S, den Kristallkörper L, die Hornhaut C und die Kontaktlinse CL auf das optische System 2a des Operationsmikroskops geleitet.

Wenn von dem Wahlschalter 131 der Beleuchtungsmodus des infraroten Erregungslichts gewählt wird, kann es so vorgesehen sein, daß die Halogenlampe 100 ausgeschaltet wird, so daß nur das infrarote Fluoreszenzlichtbild beobachtet werden kann. In diesem Fall kann der schnelle halbdurchlässige Rückschwingspiegel 81 durch einen total reflektierenden schnellen Rückschwingspiegel ersetzt werden, so daß ein klareres Fluoreszenzlichtbild beobachtet werden kann.

#### Optisches System 2a

Das von dem Augenfundus Ef reflektierte Licht wird auf den dichroitischen Spiegel 80 über die Objektivlinse 13 und die variable Linse 30 geleitet. Von dem durch die variable Linse 30 hindurchgehenden Licht geht das sichtbare reflektierte Licht und das reflektierte infrarote Erregungslicht durch den dichroitischen Spiegel 80 und den schnellen halbdurchlässigen Rückschwingspiegel 81 hindurch und wird dann über die Abbildungslinse 32, das aufrechte Prisma 33 und das Rhomboidprisma 34 für die Einstellung der Augenweite auf die Okularlinse 35 gelenkt. Als Ergebnis kann der Beobachter die Blutgefäße G des Augenfundus durch das Operationsmikroskop beobachten, wie in Fig. 5(a) gezeigt wird.

Andererseits wird von dem durch die variable Linse 30 hindurchgehenden reflektierten Licht die infrarote Fluoreszenzstrahlung von 800 nm oder darüber und das reflektierte Ziellicht der Fernsehkamera 91 über den dichroitischen Spiegel 80, die Abbildungslinse 60 und den schrägen Spiegel 90 zugeführt, so daß ein infrarotes Fluoreszenzlichtbild (zu beobachtendes Bild) und ein Ziellichtbild auf dem CCD-Bereich 91a (Bildaufnahmeverrichtung) der Fernsehkamera 91 gebildet wird.

Das Bildsignal von der Fernsehkamera 91 wird dem Bildverarbeitungskreis 92 eingegeben. Dieser Bildverarbeitungskreis 92 verarbeitet das Bildsignal von der Fernsehkamera 91 und liefert ein bearbeitetes Bildsignal. Das bearbeitete Bildsignal von dem Bildverarbeitungskreis 92 wird in die CCU (Steuerkreiseinheit) oder den Steuerkreis 66 eingegeben. Dieser Steuerkreis 66 baut solche Bilddaten, wie ein infrarotes Fluoreszenzlichtbild und ein Zielpunktlichtbild in einem der Rahmenspeicher a, b, c und so weiter des Bildspeichers 160 in Übereinstimmung mit den bearbeiteten Bildsignalen auf.

Der Steuerkreis 66 veranlaßt die Anzeige des infraroten Fluoreszenzlichtbildes des Beobachtungsbereichs von der Fernsehkamera 91 auf dem Monitor 67 in Übereinstimmung mit den verarbeiteten Bilddaten, wie das infrarote Fluoreszenzlichtbild und das Zielpunktlichtbild, die in den Rahmenspeichern a, b, c und so weiter des Bildspeichers 160 aufgebaut wurden. Andererseits wird das Bildsignal von der Fernsehkamera 91 der Flüssigkristallanzeige 93 (Anzeigevorrichtung) über den Bildverarbeitungskreis 92 eingegeben. Wie in Fig. 5(b) gezeigt wird, werden ein Bild G' der Blutgefäße des Augenfundus, das durch das infrarote Fluoreszenzlicht gebildet wird, ein Fluoreszenzlichtbild (angezeigtes Bild) Q, das durch Leck von der Chorioidea oder der Blutgefäße der Chorioidea gebildet wird, und das Zielpunktlichtbild EP auf der Flüssigkristallanzeige 93 angezeigt. Das Bild der Blutgefäße des Augenfundus G', das Fluoreszenzlichtbild Q und das Punktlichtbild EP werden mit dem Bild G der Blutgefäße des Augenfundus nach Fig. 5(b) übereinandergelegt und beobachtet, wie in Fig. 5(c) gezeigt ist.



Das infrarote Fluoreszenzlichtbild von der Flüssigkristallanzeige 93 wird auf die Okularlinse 35 über das optische Bildanzeigesystem 95 mit dem schrägen Spiegel 94 und dem schnellen halbdurchlässigen Rückswingspiegel 81, die Abbildungslinse 32, das aufrechte Prisma 33 und das Rhomboidprisma 34 zur Einstellung der Augenweite des optischen Systems 2a geleitet.

#### Optisches System 2b

In ähnlicher Weise wird von dem am Augenfundus Ef reflektierten Licht das auf das optische System 2b fallende reflektierte Licht (reflektiertes sichtbares Beleuchtungslicht, reflektiertes Infraroterregungslicht, infrarotes Fluoreszenzlicht und infrarotes reflektiertes Ziellicht) wie in dem Fall auf das optische System 2a fallende reflektierte Licht auf den dichroitischen Spiegel 80' über die Objektivlinse 13 und die variable Linse 40 geleitet. Von dem reflektierten Licht von der variablen Linse 40 gehen das reflektierte sichtbare Licht und das reflektierte Infraroterregungslicht durch den dichroitischen Spiegel 80' und den schnellen halbdurchlässigen Rückswingspiegel 81' hindurch und wird dann der Okularlinse 45 über die Abbildungslinse 42, das aufrechte Prisma 43 und das Rhomboidprisma 44 zur Einstellung der Augenweite geleitet. Als Ergebnis kann der Beobachter das Bild G der Blutgefäße des Augenfundus durch das Operationsmikroskop beobachten, wie in Fig. 5(a) gezeigt wird.

Andererseits fallen von dem durch die variable Linse 40 hindurchgehenden reflektierten Licht das infrarote Fluoreszenzlicht von 800 nm oder mehr und das reflektierte Ziellicht auf die andere Fernsehkamera 91' über den anderen dichroitischen Spiegel 80', die Abbildungslinse 60' und den schrägen Spiegel 90', so daß ein infrarotes Fluoreszenzlichtbild (zu beobachtendes Bild) auf den CCD-Bereich 91a' (Bildaufnahmeverrichtung) der Fernsehkamera 91 gebildet wird.

Das Bildsignal von dieser Fernsehkamera 91' wird dem anderen Bildverarbeitungskreis 92' zugeführt. Der Bildverarbeitungskreis 92' verarbeitet das Bildsignal von der Fernsehkamera 91' und gibt ein bearbeitetes Bildsignal aus. Das bearbeitete Bildsignal des Bildverarbeitungskreises 92' wird in die CCU (Steuerkreiseinheit) oder den Steuerkreis 66 eingegeben. Dann baut der Steuerkreis 66 derartige bearbeitete Bilddaten als Infrarotfluoreszenzlichtbild und als Zielpunktlichtbild in einem der Rahmenspeicher a, b, c und so weiter des Bildspeichers 161 in Übereinstimmung mit dem bearbeiteten Bildsignal auf.

Der Steuerkreis 66 zeigt das infrarote Fluoreszenzlichtbild des Beobachtungsbereiches von der anderen Kamera 91' auf der verbleibenden Seite des Monitors 67 in Übereinstimmung mit den Bilddaten wie das Infrarotfluoreszenzlichtbild und das Zielpunktlichtbild an, die in den Rahmen- oder Halbbildspeichern a, b, c und so weiter des Bildspeichers 161 aufgebaut sind. Andererseits wird das Bildsignal von der Fernsehkamera 91' der anderen Flüssigkristallanzeige 93' (Anzeigevorrichtung) über den Bildverarbeitungskreis 92 eingegeben. Wie in Fig. 5(b) gezeigt wird, werden ein durch das Infrarotfluoreszenzlicht geformtes Bild G' der Blutgefäße des Augenfundus, ein Fluoreszenzlichtbild (angezeigtes Bild) Q und ein Zielpunktlichtbild EP auf der Flüssigkristallanzeige 93' angezeigt. Das Bild G' der Blutgefäße des Augenfundus, das Fluoreszenzlichtbild Q und das Punktlichtbild EP werden auf dem Bild G der Blutgefäße des Augenfundus der Fig. 5(a) überlagert und wie in Fig. 5(c) dargestellt beobachtet.

Das Infrarotfluoreszenzlichtbild von der anderen Flüssigkristallanzeige 93' wird auf die Okularlinse 45 über das optische Anzeigebildsystem 95' mit dem schrägen Spiegel

94' und dem anderen schnellen halbdurchlässigen Rückswingspiegel 81' und über die Abbildungslinse 42, das aufrechte Prisma 43 und das Rhomboidprisma zur Einstellung der Augenweite 44 des optischen Systems 2b geleitet.

Auf diese Weise kann durch Aufbauen der Bilddaten des Bildes G' der Blutgefäße des Augenfundus, das durch das infrarote Fluoreszenzlicht gebildet wird, des Fluoreszenzlichtbildes Q und des Ziellichtbildes EP in den Bildspeichern 160, 161, der spezielle Bereich in überlagerter Weise beobachtet werden, wie in Fig. 5(c) gezeigt wird, nur durch eine Schaltoperation, selbst wenn das Ziellicht nicht zur Verfügung steht. Das gleiche Bild wie dieses Bild wird auf dem Monitor 67 angezeigt.

#### (3) Schweißen (Festmachen) des Augenfundus mit Laser

Unter Verwendung des Operationsmikroskops mit einem Aufbau nach (1) oder (2) kann der kranke Bereich des Augenfundus Ef und der kranke Bereich der oberen Hautschicht (oder Epithel) der Netzhaut stereoskopisch beobachtet werden. Wenn zu diesem Zeitpunkt die Trennung der Netzhaut und eine Krankheit der unteren Teilschicht der Retina bestätigt werden, wird das Ziellicht auf den vorbestimmten Bereich unter Beobachtung gestrahlt. Wenn bei diesem Zustand der Schalter 132 für die Laserschweißung eingeschaltet wird, steuert der arithmetische Steuerkreis 130 die Intensität der Laserabstrahlung der Argonlasereinheit 101 auf einen Pegel, der für die optische Verfestigung des Augenfundus verlangt wird, und läßt die Argonlasereinheit 101 einen derartigen Laserstrahl aussenden. Der Laserstrahl für die optische Verfestigung von der Argonlasereinheit 101 geht durch den dichroitischen Spiegel 122 und fällt dann auf den optischen Lichtleiter 121. Es wird in Richtung des Augenfundus Ef von dem anderen Ende 121b des optischen Lichtleiters 121 gestrahlt, so daß der zu behandelnde Teil des Augenfundus Ef, auf den das Ziellicht gerichtet ist, optisch verfestigt wird (Laserbehandlung). Wenn darüber hinaus der Schalter 134 für das Infrarotlaserschweißen eingeschaltet wird, erreicht der Laserstrahl von der Laserdiode LD2 eine Abstrahlintensität des Laserstrahls, der für das optische Schweißen oder Verfestigen benötigt wird. Als Ergebnis kann der untere Schichtbereich der Netzhaut direkt optisch verfestigt werden.

#### Zweites Ausführungsbeispiel

Wenn bei dem soweit beschriebenen Ausführungsbeispiel der Augenfundus Ef durch die Halogenlampe 100 beleuchtet wird, wird von der Argonlasereinheit 101 das Ziellicht auf den zu behandelnden Bereich gestrahlt. Allerdings ist die vorliegende Erfindung nicht auf diese Ausführungsbeispiele beschränkt.

Beispielsweise kann, wie in Fig. 6 gezeigt wird, eine Anordnung vorgesehen werden, bei der der konkave reflektierende Spiegel 114 des ersten Ausführungsbeispiels mit einem Lichtauslaßloch 114a versehen ist und das aus diesem Lichtauslaßloch 114a austretende Licht wird als Ziellicht verwendet. Dabei wird das aus dem Auslaßloch 114a austretende Licht auf ein Ende 121a des optischen Lichtleiters 121 über die Fokussierlinse 140, die optische Faser 141 und den halbdurchlässigen Spiegel 142 der Lichtleitervorrichtung Lf geleitet und wird dann als das Ziellicht auf den Augenfundus Ef von dem anderen Ende des optischen Lichtleiters 121 heraus gestrahlt.

Bei diesem Ausführungsbeispiel kann die Intensität der Laseremission der Argonlasereinheit 101 nur hinsichtlich des Pegels für die optische Verfestigung gesteuert werden und die Argonlasereinheit 101 wird nicht für die Bestrah-

lung des Ziellichts benötigt, wenn eine Beobachtung mit sichtbarem Licht stattfindet. Die anderen Funktionen sind die gleichen wie diejenigen nach dem ersten Ausführungsbeispiel.

### Drittes Ausführungsbeispiel

Fig. 7 zeigt ein drittes Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung. In diesem Ausführungsbeispiel werden das Beleuchtungslicht des Augenfundus, das Ziellicht und der Laserstrahl zur optischen Verfestigung auf den Augenfundus Ef nur durch einen einzigen Lichtleiter 150 gerichtet.

In diesem Ausführungsbeispiel werden ein halbdurchlässiger Spiegel 151 und ein dichroitischer Spiegel 122 (Aufteilelement des optischen Pfades) in den optischen Strahlengang zwischen der Argonlasereinheit 101 und der optischen Faser 150 angeordnet. Darüber hinaus wird eine Fokussierlinse 152 mit einem langen Brennpunkt zwischen den Spiegeln 151 und 122 angeordnet.

Das sichtbare Beleuchtungslicht von der Halogenlampe 100 wird von dem konkaven reflektierenden Spiegel 114 reflektiert und gesammelt und geht durch den dichroitischen Spiegel 112 hindurch. Dann wird es über den halbdurchlässigen Spiegel 151 auf den optischen Lichtleiter 150 gelenkt.

Nachdem es an dem dichroitischen Spiegel 122 reflektiert wurde, geht das Licht von der Laserdiode LD1 durch den halbdurchlässigen Spiegel 151 hindurch, wobei es vorher durch die Sammellinse 152 gesammelt wurde. Dann fällt es auf den optischen Lichtleiter 150.

Mit diesem Aufbau entsprechend Fig. 7(a) werden das Ziellicht und so weiter von der Argonlasereinheit 101 oder der Laserdiode LD2 auf ein Ende des optischen Lichtleiters 150 durch die Fokussierlinse 152 mit einem langen Brennpunkt gerichtet, wobei das von dem anderen Ende des optischen Lichtleiters 150 ausgesandte Ziellicht wie eine Punktbeleuchtung auf den Augenfundus Ef in engem Zustand gestrahlt wird. Andererseits wird das Beleuchtungslicht von der Halogenlampe 100 und der Laserdiode LD1 durch den konkaven reflektierenden Spiegel 114 oder durch die Fokussierlinse 113 mit einem kurzen Brennpunkt gesammelt und dann auf das eine Ende des optischen Lichtleiters 150 gelenkt, wie in Fig. 7(a) gezeigt wird. Daher beleuchtet der Beleuchtungslichtstrom S, der von dem anderen Ende des optischen Lichtleiters 150 emittiert wird, einen weiten Bereich des Augenfundus Ef, wie in Fig. 7(b) gezeigt wird.

Da in diesem Ausführungsbeispiel die Laserdioden LD1 und LD2, die Halogenlampe 100, die Argonlasereinheit 101 und so weiter in der gleichen Weise wie in dem zweiten Ausführungsbeispiel gesteuert werden, wird die Beschreibung der Steuerung ausgelassen.

Da entsprechend diesem Ausführungsbeispiel es reicht, daß nur ein optischer Lichtleiter 150 als Lichtleitfaser verwendet wird, kann die während der Operation auftretende Belastung für das Auge B verringert werden.

Auch in diesem Fall, in dem das Ziellicht als Laser zum optischen Verschweißen des Augenfundus Ef verwendet wird, wird das distale Ende des optischen Lichtleiters 150 nahe an den Augenfundus Ef herangebracht. Beim Anordnen des distalen Endes des optischen Lichtleiters 150, ausreichend entfernt von dem Augenfundus Ef, kann das Ziellicht gleichfalls als Beleuchtungslicht für den Augenfundus verwendet werden.

### Anderes Ausführungsbeispiel

In dem soweit beschriebenen Ausführungsbeispiel kann, obwohl der Augenfundus bei sichtbarem Licht und ein tieferer Bereich des Augenfundus bei Infrarotfluoreszenzlicht

beobachtet wird, vorgesehen werden, daß der Augenfundus bei Infrarotlicht beobachtet wird und die innere Seite der oberen Haut (oder Epithel)-Schicht der Netzhaut des Augenfundus bei sichtbarem Fluoreszenzlicht beobachtet wird.

Genauer gesagt, wird ein Erregungsfilter für die Erregung des sichtbaren Fluoreszenzlichtes herauschwenkbar zwischen dem konkaven reflektierenden Spiegel 114 und dem dichroitischen Spiegel 112 eingesetzt und ein Sperrfilter zum Durchlassen von sichtbarem Licht der Wellenlänge des sichtbaren Fluoreszenzlichtes ist in gleicher Weise herauschwenkbar zwischen dem dichroitischen Spiegel 80 und dem schnellen halbdurchlässigen Rückspiegel 81 der optischen Systeme 2a und 2b eingesetzt.

Es kann auch vorgesehen sein, daß die Wellenlänge des Laserstrahls der Laserdiode LD1 die gleiche ist wie diejenige des Laserstrahls der Laserdiode LD2, wobei der Augenfundus durch das Beleuchtungslicht von der Laserdiode LD1 und der vorbestimmte Bereich des Augenfundus durch ein Zielpunktlicht von der Laserdiode LD2 beleuchtet werden, und wobei der beleuchtete Zustand durch das Infrarotlicht von den Fernsehkameras 81 und 81' der Fig. 1 aufgenommen wird, und wobei der beleuchtete Zustand des Augenfundus ebenso wie der Zielzustand unter Verwendung des Monitors 67 und der Flüssigkristallanzeigen 93 und 93' des Ausführungsbeispiels nach Fig. 1 beobachtet werden.

In diesem Fall wird das Einfügen und Herausziehen des Erregungsfilters in und aus dem optischen Strahlengang zusammen mit dem Einfügen und Herausziehen des Sperrfilters in und aus dem optischen Strahlengang durchgeführt.

Obwohl die dichroitischen Spiegel 80 und 80' den Lichtstrom des infraroten Lasers der von der Laserdiode LD1 ausgesandten Wellenlänge durchläßt und den Laserlichtstrom einer von der Laserdiode LD2 emittierten Wellenlänge reflektiert, ist die vorliegende Erfindung nicht notwendigerweise darauf begrenzt. Beispielsweise können die optischen Eigenschaften derart eingestellt werden, daß die dichroitischen Spiegel 80 und 80' den sichtbaren Lichtstrom durchlassen und das Infrarotlicht reflektieren und ein Infrarot-Fluoreszenzlichtsperrfilter kann herausnehmbar in den Strahlengang zwischen die dichroitischen Spiegel 80 und 80' und die Fernsehkameras 91 und 91' eingefügt werden. In diesem Fall kann die Beobachtung wahlweise so durchgeführt werden, daß der Augenfundus bei Infrarotlicht und ein tiefer Bereich des Augenfundus bei Infrarotfluoreszenzlicht beobachtet werden.

Da die vorliegende Erfindung in der oben beschriebenen Weise aufgebaut ist, kann eine Vielzahl von Lichtarten, die jeweils unterschiedliche für die Beobachtung und Behandlung notwendige Wellenlängen aufweisen, auf den Augenfundus geleitet werden, wenn eine Operation eines kranken Bereichs des zu prüfenden Augenfundus durchgeführt wird. Von dem Licht mit den unterschiedlichen Wellenlängen werden das Infrarotfluoreszenzerregungslicht und das sichtbare Fluoreszenzerregungslicht verwendet, wodurch die Beobachtung und Behandlung des kranken Bereichs an der Innenseite der oberen Haut (oder Epithel)-Schicht der Netzhaut oder des Augenfundus vereinfacht wird.

### Patentansprüche

#### 1. Operationsmikroskop,

- mit einem Stereostrahlengang, der auf der objektabgewandten Seite des Objektivs (13) im linken und rechten Strahlengang jeweils ein Zoomlinsensystem (30, 40) und beobachterseitig ein Binokular (2a, 2b) aufweist,
- mit einem das Operationsgebiet (Ef) beleuchtenden Beleuchtungssystem (110, 120)

- und mit einer dem Zoomlinsensystem (30, 40) nachgeschalteten Strahlteileranordnung (80, 80'), die einen Teil des Objektlichtes zu einer Fernsehkameraanordnung (91, 91') reflektierend auskoppelt und den Rest zum Binokular (2a, 2b) passieren läßt,
- wobei die Fernsehkameraanordnung (91, 91') eine in den Stereostrahlengang integrierte Monitoranordnung (93, 93') ansteuert, deren Bild dem Binokularbild überlagert wird,

dadurch gekennzeichnet,

- daß die Strahlteileranordnung (80, 80'), die Fernsehkameraanordnung (91, 91') und die Monitoranordnung (93, 93') für beide Strahlengänge des Stereostrahlengangs ausgebildet ist und eine stereoskopische Überlagerung des von der Fernsehkameraanordnung (91) registrierten Bildes in das stereoskopische Binokularbild hinein gewährleistet,
  - daß das Beleuchtungssystem (110, 120) das Operationsgebiet (Ef) im Sichtbaren und/oder in einer Wellenlänge beleuchtet, die es ermöglicht, im Infraroten liegendes Fluoreszenzlicht eines geeigneten Fluoreszenzfarbstoffes anzuregen, der zuvor in das Operationsgebiet (Ef) injiziert wurde,
  - und daß die Strahlteileranordnung aus je einem dichroitischen Strahlteiler im linken und im rechten Strahlengang besteht, wobei die stereoskopische Überlagerung in das Binokularbild hinein vermittle zwei in den Binokularstrahlengang einschwenkbarer Klappspiegel (81, 81') erfolgt, deren Schwenkbarkeit die Überlagerung wahlweise gestaltet.
2. Operationsmikroskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Beleuchtungssystem (110, 120) Lichtleitfasern (111, 121) aufweist, mit denen das Beleuchtungslicht zum Operationsgebiet (Ef) übertragen wird.
3. Operationsmikroskop nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der im Sichtbaren liegende Anteil des Beleuchtungslichtes weiß ist und daß der das Fluoreszenzlicht anregende Anteil des Beleuchtungslichtes im Infraroten liegt.
4. Operationsmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Operationsmikroskop als Ophthalmoskop ausgebildet ist und das Beleuchtungssystem (110, 120) einen im Sichtbaren arbeitenden Leistungslaser (101) aufweist, mit dem die Netzhaut (M1) des Patienten schweißbar ist.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

55

60

65



FIG. 1

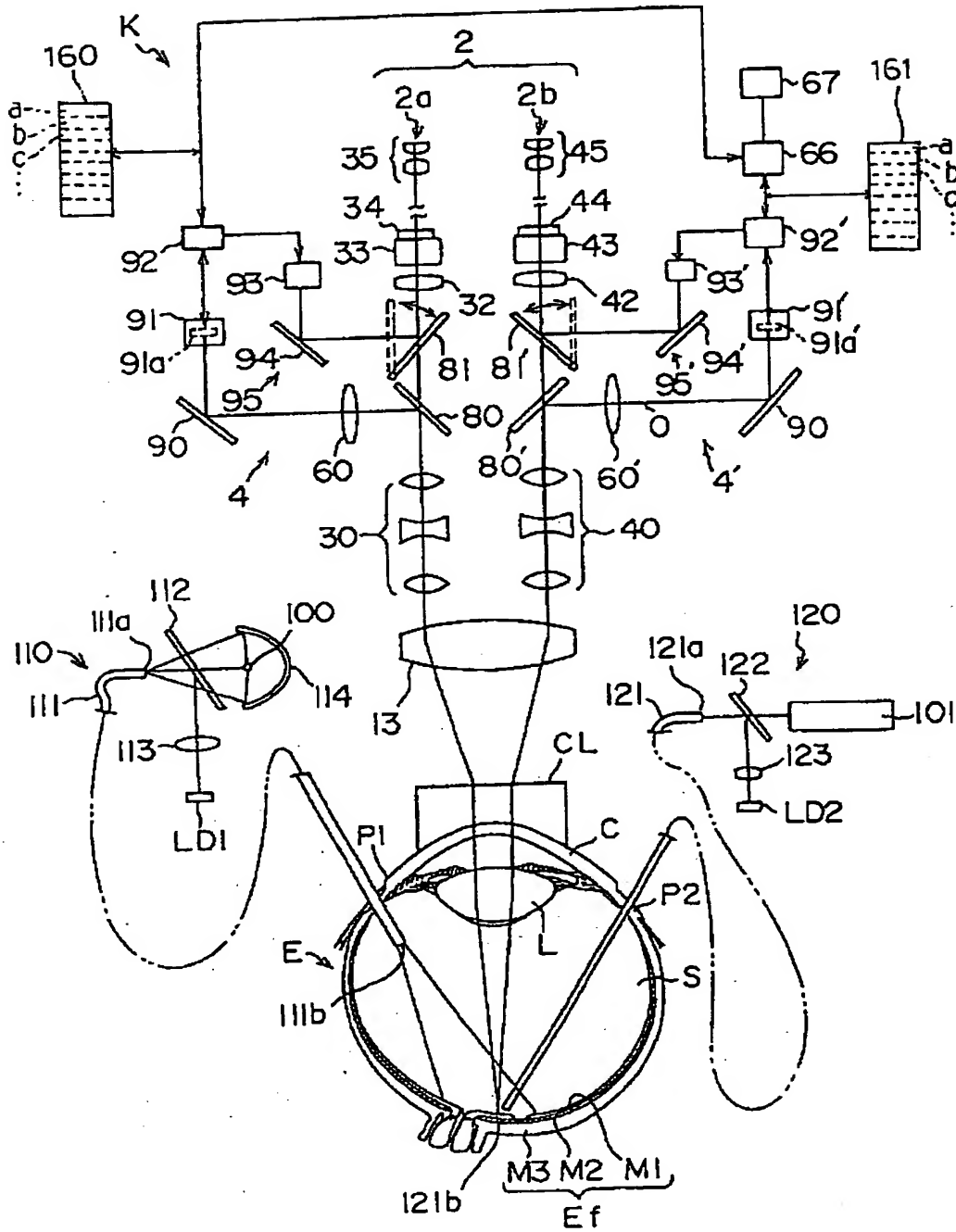


FIG. 2

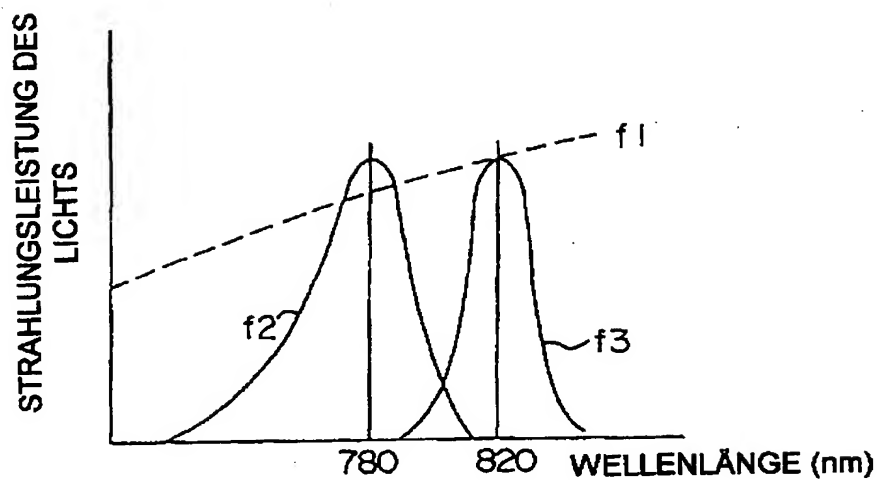


FIG. 3

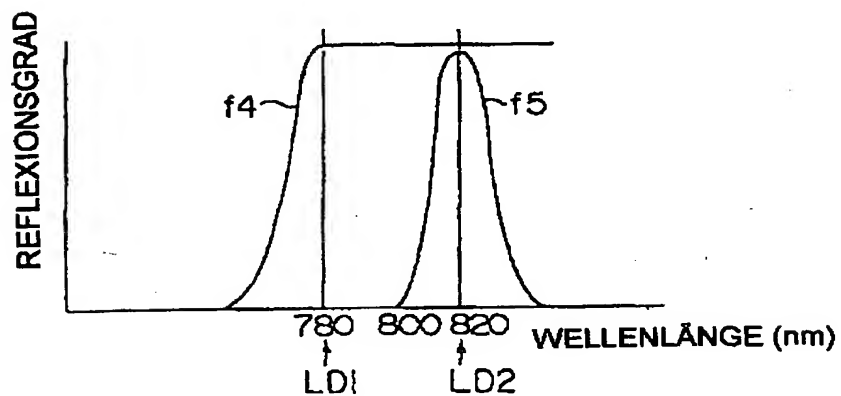


FIG. 4

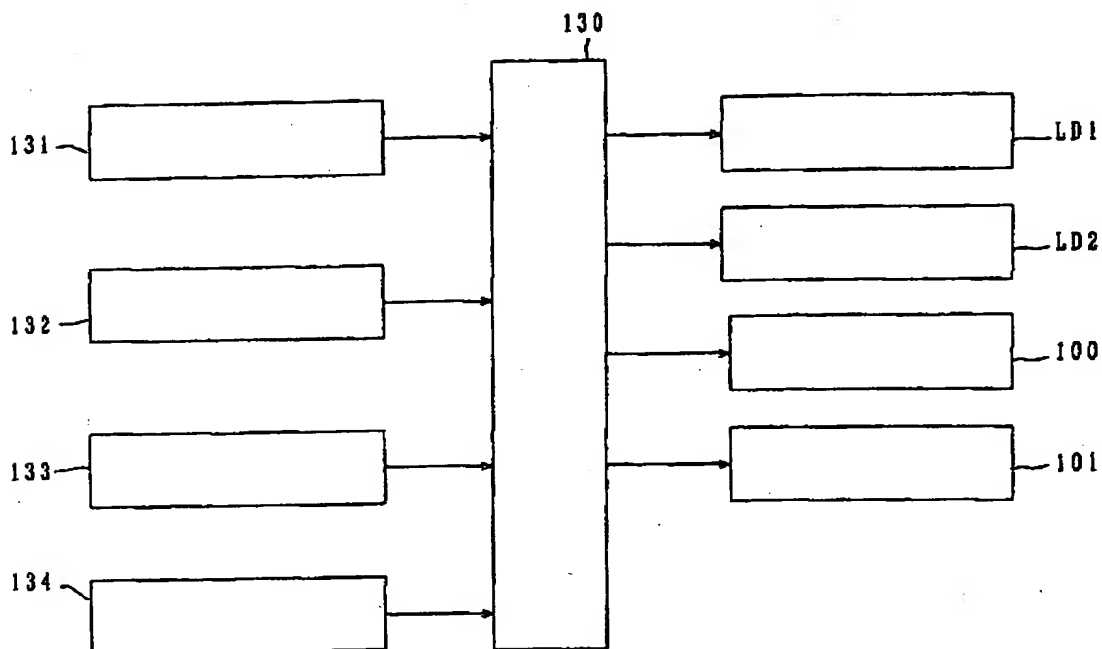
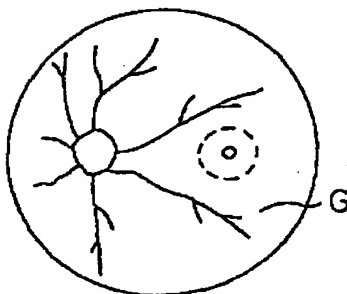
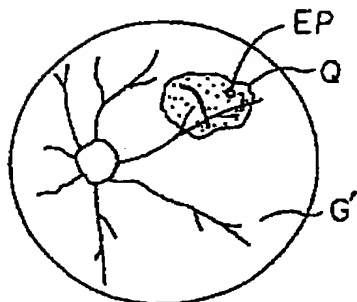


FIG. 5

(a)



(b)



(c)

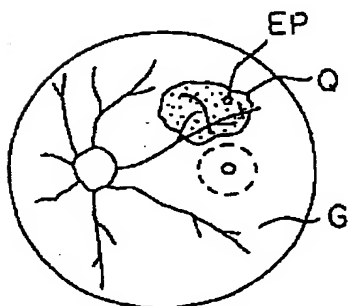


FIG. 6

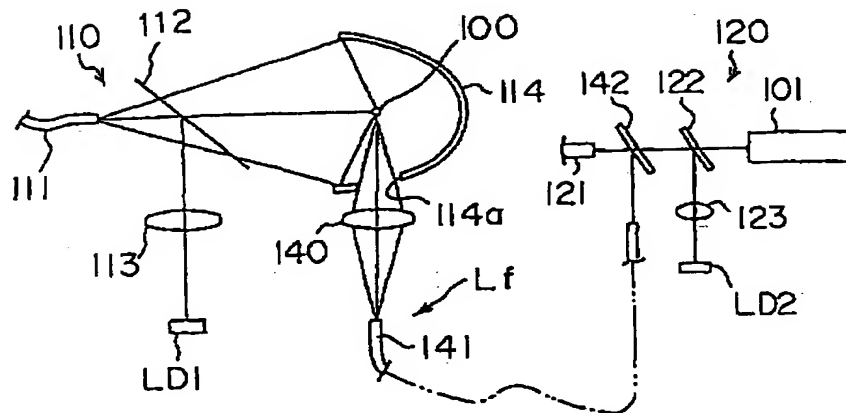
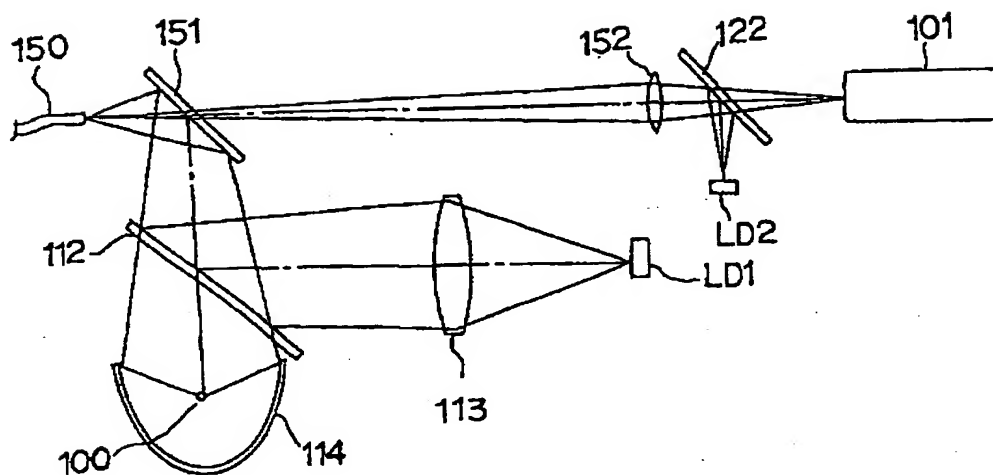




FIG. 7

(a)



(b)

